

**Brief English Description of German Patent Application Number 195 11 835 A1**

In a magnetic resonance tomography pulse sequence, a slice perpendicular to the spatial direction of an inhomogeneity in the static field is first excited. The nuclear spins are re-phased and spin echo signals are readout under a gradient in a second direction. A phase-encoding gradient is activated between the excitation and the readout of the nuclear spins. A predetermined inhomogeneity in the static magnetic field is permanently present and acts during the overall pulse sequence as a permanent magnetic field gradient. With this pulse sequence, an inhomogeneity in two spatial directions can be allowed, which simplifies the construction of a magnet considerably and improves the access to the subject under examination.

**BEST AVAILABLE COPY**

THIS PAGE BLANK (USPTO)



⑪ Aktenzeichen: 195 11 835.9  
⑪ Anmeldetag: 30. 3. 95  
⑪ Offenlegungstag: 2. 10. 96

⑪ Anmelder:  
Siemens AG, 80333 München, DE

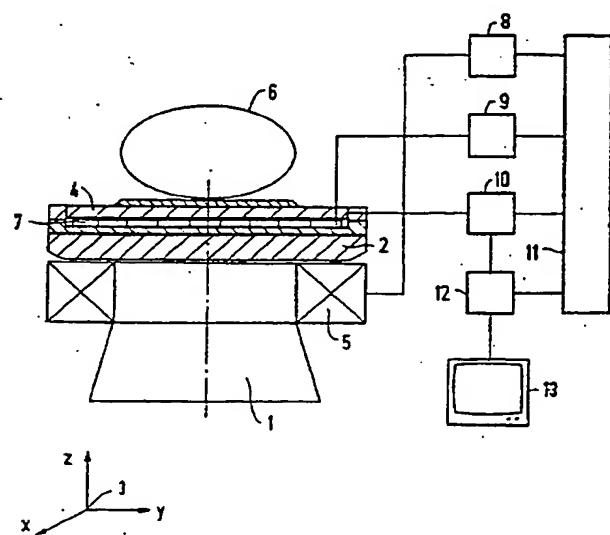
⑪ Erfinder:  
Krieg, Robert, Dr., 90431 Nürnberg, DE

⑮ Entgegenhaltungen:  
DE 42 39 823 A1  
US 52 00 701  
EP 05 26 983 A1  
EP 05 11 872 A1

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑯ Pulssequenz für ein Kernspintomographiegerät mit vorgegebener, zeitlich konstanter Inhomogenität in einer Raumrichtung und Vorrichtung zur Ausführung der Pulssequenz

⑰ Bei der erfindungsgemäßen Pulssequenz wird zunächst eine zur Raumrichtung der Inhomogenität senkrechte Schicht angeregt. Die Kernspins werden rephasiert und Spinechosignale (S) unter einem Gradienten ( $G_x$ ) in einer zweiten Richtung (x) ausgelesen. Zwischen Anregung und Auslesen der Kernspins wird ein Phasencodiergradient eingeschaltet. Die vorgegebene Inhomogenität wirkt während der gesamten Pulssequenz als permanenter Magnetfeldgradient ( $G_z$ ). Bei dieser Pulssequenz kann eine Inhomogenität in zwei Raumrichtungen zugelassen werden, was die Konstruktion eines Magneten wesentlich vereinfacht und die Zugänglichkeit zum Untersuchungsobjekt verbessert.



BEST AVAILABLE COPY

## Beschreibung

5 Kernspintomographie wird üblicherweise in Magnetfeldern mit hohem Homogenitätsgrad durchgeführt, da sonst bei herkömmlichen Pulssequenzen räumliche Verzerrungen des Objekts auftreten. Es ist jedoch aufwendig, Magnete mit der üblicherweise geforderten Homogenität herzustellen. Insbesondere gelingt dies bei Helmholz-Anordnungen, wie sie insbesondere für supraleitende Magnete üblich sind, nur bei einer bestimmten Mindestlänge des Magneten. Bei Polschuhmagneten darf das Verhältnis Polschuhfläche zu Polschuhabstand einen bestimmten Wert nicht unterschreiten. Die geforderte Baulänge bzw. Polschuhfläche bedingt nicht nur einen hohen Aufwand, sondern führt auch zu einer Einschränkung der Zugänglichkeit und bei rohrförmigen Magneten außerdem zu verstärkten Klaustrophobie-Problemen. Für die interventionelle Kernspintomographie ist die gute Zugänglichkeit zum Patienten ein essentieller Faktor.

10 15 Sowohl unter Kostengesichtspunkten als auch in Hinblick auf interventionelle Anwendungen wurden daher Bildgebungsverfahren gesucht, die auch bei größeren Magnetfeldinhomogenitäten zu brauchbaren Ergebnissen führen. Eine Möglichkeit besteht z. B. im Single Point-Bildgebungsverfahren, wie es beispielsweise in den SMPM Abstracts 1993, Seite 1215, beschrieben ist. Ein derartiges Verfahren ermöglicht eine Bildgebung in inhomogenen Feldern, indem der Auslesegradient durch Phasencodierschritte ersetzt wird. Dabei wird jedoch je Scan nur ein Punkt im k-Raum gewonnen, so daß sich für eine Schicht bei einer quadratischen Rohdatenmatrix der Größe N und einer Repetitionszeit TR eine Meßzeit von  $N \cdot N \cdot TR$  ergibt. Bei mehreren Schichten wird die Meßzeit noch entsprechend verlängert.

20 Diese Meßzeit dürfte für viele Anwendungen unakzeptabel lang sein.

Aufgabe der Erfindung ist es daher, eine Pulssequenz anzugeben, bei der die Meßzeit deutlich verkürzt wird.

25 Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch die Merkmale des Anspruchs 1. Dabei ist vorausgesetzt, daß der Magnet eine vorgegebene, zeitlich konstante Inhomogenität in einer ersten Raumrichtung aufweist, während die Inhomogenität zumindest in der Richtung des Auslesegradienten wesentlich geringer ist. In einer zweiten Raumrichtung, nämlich in Phasencodierrichtung, kann ebenfalls eine verhältnismäßig große Inhomogenität toleriert werden, da es bei der Phasencodierung nur auf die Phasenunterschiede der Kernresonanzsignale zwischen aufeinanderfolgenden Phasencodierschritten ankommt, so daß der Einfluß einer zeitlich konstanten Inhomogenität in Phasencodierrichtung eliminiert wird. Ein Magnet, bei dem man eine wesentliche Inhomogenität zumindest in einer Raumrichtung zuläßt, ist wesentlich einfacher aufzubauen als herkömmliche Magnete mit hohen Homogenitätsanforderungen in allen Raumrichtungen. Unter der genannten Voraussetzung gelingt mit der erfindungsgemäßen Pulssequenz eine Bilderzeugung in relativ kurzer Zeit.

30 35 Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

Ausführungsbeispiele werden nachfolgend anhand der Fig. 1 bis 17 erläutert. Dabei zeigen:

Fig. 1 ein Ausführungsbeispiel für einen besonders einfachen Magneten, der den obengenannten Anforderungen genügt,

Fig. 2 bis 5 eine Pulssequenz als erstes Ausführungsbeispiel der Erfindung,

Fig. 6 bis 9 eine Pulssequenz als zweites Ausführungsbeispiel der Erfindung,

Fig. 10 die Isolinien des Magnetfeldes bzw. der Resonanzfrequenz unter einem Gradienten in z-Richtung,

Fig. 11 die Isolinien des Magnetfeldes bzw. der Resonanzfrequenz unter einem Gradienten in x-Richtung,

40 Fig. 12 die Isolinien des Magnetfeldes bzw. der Resonanzfrequenz bei gleichzeitigem Aufschalten von x- und z-Gradienten,

Fig. 13 die räumliche Auflösung in einem Quader,

Fig. 14 die Aufteilung der Zeilen einer Rohdatenmatrix,

Fig. 15 die unterschiedliche Vorphasierung von Kernresonanzsignalen,

Fig. 16 die unterschiedliche Vorphasierung von mehreren Kernresonanzsignalen innerhalb einer Sequenz,

Fig. 17 die Entzerrung gekrümmter Schichten.

45 In Fig. 1 ist schematisch ein besonders einfaches Magnetdesign dargestellt, das den hier gestellten Anforderungen genügt. Das Magnetsystem steht auf einem Sockel 1 und weist lediglich einen Polschuh 2 auf. Der magnetische Antrieb erfolgt im Ausführungsbeispiel nach Fig. 1 durch eine normalleitende Magnetspule 5, er kann jedoch auch als Permanentmagnet ausgeführt werden. Im Bereich des Polschuhs 2 sind Gradientenspulensätze 7 und Hochfrequenzantennen 4 angebracht. Im Gegensatz zu herkömmlichen Anordnungen, wo drei Gradientenspulensätze für drei senkrecht aufeinanderstehende Raumrichtungen erforderlich sind, werden hier nur zwei Gradientenspulensätze für zwei Raumrichtungen benötigt, was im folgenden noch verdeutlicht wird. Die Hochfrequenzantenne 4 dient im Ausführungsbeispiel sowohl zum Senden als auch zum Empfangen von Signalen. Im Magneten ist ein Untersuchungsobjekt 6 positioniert. Die dargestellte Konstruktion entspricht in einigen Teilen einem Magnetsystem, wie es im US-Patent 5,200,701 näher erläutert ist, jedoch mit dem wesentlichen Unterschied, daß nur ein Polschuh und nur zwei Gradientenspulensätze vorhanden sind.

50 55 60 65 Die Magnetspule 5 wird von einer Magnetstromversorgung 8 gespeist und die Gradientenspulensätze 7 von einer Gradientenstromversorgung 9. Die Antenne 4 ist mit einer Hochfrequenzeinheit 10 verbunden. Aus den von der Hochfrequenzeinheit gewonnenen Signalen wird durch einen Bildrechner 12 ein Bild rekonstruiert, das auf einem Monitor 13 abgebildet wird. Die Magnetstromversorgung 8, die Gradientenstromversorgung 9, die Hochfrequenzeinheit 10 und der Bildrechner 12 werden von einem Steuerrechner 11 gesteuert.

Bei dieser Konstruktion ergibt sich im Bereich des Untersuchungsobjekts 6 zwangsläufig ein relativ starker Magnetfeldgradient senkrecht zum Polschuh 2, also in z-Richtung gemäß dem Koordinatenkreuz 3 gemäß Fig. 1. Der Verlauf dieses Gradienten kann allerdings genau berechnet werden. Bei entsprechender Auslegung des Magnetsystems kann in den zur z-Richtung senkrecht stehenden Richtungen x und y eine verhältnismäßig gute Homogenität erzielt werden.

65 In den Fig. 2 bis 5 ist als erstes Ausführungsbeispiel eine Pulssequenz dargestellt, mit der das in Fig. 1

BEST AVAILABLE COPY

BEST

dargestellte Kernspintomographiesystem betrieben werden könnte. Gemäß Fig. 2 werden die Kernspins zunächst durch Einstrahlung eines ersten Hochfrequenzpulses RF1, bevorzugt mit einem Flipwinkel von 90°, angeregt. Da der Gradient  $G_z$  in z-Richtung permanent wirksam ist und der Hochfrequenzpuls RF1 frequenzselektiv ist, wird damit eine Schicht des Untersuchungsobjekts 6 angeregt.

Anschließend werden die Kernspins unter einem Phasencodiergradienten  $G_y$  phasencodiert. Durch einen zweiten Hochfrequenzpuls RF2 mit einem Flipwinkel von vorzugsweise 180° werden die angeregten Spins rephasiert, so daß ein Spinecho S gemäß Fig. 2 entsteht. Die Spinechoerzeugung wurde deshalb gewählt, weil Spinechos im Vergleich zu Gradientenechos auf Inhomogenitäten unempfindlich sind. Das Auslesen des Kernresonanzsignals S erfolgt unter der Wirkung eines Gradienten  $G_x$  in x-Richtung, dem ein Vorphasiergradient  $G_{xv}$  in negativer Richtung vorangestellt ist.

Beim Auslesen des Kernresonanzsignals S ist aber nicht nur der Gradient  $G_x$  als Auslesegradient wirksam, sondern auch der permanent vorhandene Gradient  $G_z$ . Wegen dieser Überlagerung zweier Gradienten beim Auslesen wurde diese Technik bisher stets verworfen. Wie im folgenden dargelegt wird, erhält man dabei zwar gescherte Pixel, wie anhand der Fig. 10 bis 12 erläutert wird, kann dies jedoch toleriert werden, wenn man gewisse Restriktionen einhält. In Fig. 10 sind zunächst die Isolinien gleicher magnetischer Feldstärke und damit gleicher Resonanzfrequenz für den Fall dargestellt, daß man in herkömmlicher Weise nur einen Gradienten  $G_z$  in z-Richtung einschaltet. In Fig. 11 sind die entsprechenden Isolinien für die ausschließliche Anwendung eines Gradienten  $G_x$  in x-Richtung dargestellt. Wenn nun während der Auslesephase sowohl der Gradient  $G_x$  als auch der Gradient  $G_z$  wirksam ist, so gilt für die Isolinien des Gradientenfeldes:

$$G_z \cdot \Delta z = G_x \cdot \Delta x$$

wie dies in Fig. 12 dargestellt ist. Dabei ist  $\Delta z$  die Auflösung in z-Richtung, also die Dicke der angeregten Schicht und  $\Delta x$  die Auflösung in x-Richtung innerhalb einer Abtastung.

Wenn man die Bedingung  $G_z \cdot \Delta z = G_x \cdot \Delta x$  einhält, so entstehen zwar gescherte Pixel, die Lage der Pixel untereinander ist aber verzerrungsfrei und eindeutig.

Wenn der permanente Gradient  $G_z$  allerdings sehr viel stärker ist als der schaltbare Gradient  $G_x$  (was in der Praxis bei dem dargestellten Magnetdesign nach Fig. 1 der Fall sein dürfte), so ergibt sich folgendes Problem bezüglich der räumlichen Auflösung: Wenn beispielsweise eine räumliche Auflösung von  $\Delta_x = 1 \text{ mm}$  bei einer Auslesephase erreicht werden soll und das Verhältnis von  $G_z/G_x = 10$  angenommen wird, so darf die Schichtdicke  $\Delta z$  nur 0,1 mm betragen. Dies bedeutet zum einen, daß man sehr viele Schichten messen müßte, um ein bestimmtes Objektvolumen zu erfassen. Noch gravierender ist allerdings das Problem, daß derartig dünne Schichten kein ausreichendes Signal für die weitere Verarbeitung liefern. Um auch bei stärkeren Gradienten  $G_z$  zu einer praktikablen Schichtdicke zu kommen, erhält man innerhalb einer Auslesephase nur eine recht grobe Auflösung in Richtung des Gradienten  $G_x$ . In Fig. 13 ist dies für einen Quader dargestellt. Während man in z-Richtung durch Ausmessen von dünnen aufeinanderfolgenden Schichten eine gute örtliche Auflösung erreichen kann, bleibt die Auflösung in x-Richtung recht grob. In y-Richtung (also in Richtung der Phasencodierung) kann dagegen die Auflösung ebenfalls beliebig fein gewählt werden. Bei der Phasencodierung stört nämlich der gleichzeitig wirksame Gradient  $G_z$  nicht, da es bei der Auswertung letztlich auf die Differenz zwischen zwei aufeinander folgenden Phasencodierschritten ankommt und somit der konstante Gradient  $G_z$  eliminiert wird.

Die Auflösung in x-Richtung kann allerdings erhöht werden, wenn man bei einer Messung nicht eine vollständige k-Raumzeile abtastet, sondern die Abtastung einer k-Raumzeile auf mehrere Sequenzen verteilt. Zur Erläuterung dieses Konzepts wird zunächst auf die übliche Art der Bildgewinnung mit zweidimensionaler Fourier-Transformation eingegangen.

Generell werden die gewonnenen Kernresonanzsignale in der Kernspintomographie im Zeitbereich abgetastet, und die damit erhaltenen numerischen Werte je Kernresonanzsignal in eine Zeile einer Rohdatenmatrix eingetragen. Die Rohdatenmatrix kann man als Meßdatenraum, im zweidimensionalen Fall als Meßdatenebene betrachten. Dieser Meßdatenraum wird in der Kernspintomographie im allgemeinen als "k-Raum" bezeichnet. Die für die Bilderzeugung notwendige Information über die räumliche Herkunft der Signalbeiträge S ist in der Phaseninformation codiert, wobei zwischen dem Ortsraum (also dem Bild) und dem k-Raum mathematisch der Zusammenhang über eine zweidimensionale Fourier-Transformation besteht. Es gilt:

$$S(k_x, k_y) = \iint p(x, y) e^{i(k_x x + k_y y)} dx dy$$

Dabei gelten folgende Definitionen:

$$k_x(t) = \gamma \int_0^t G_x(t') dt'$$

BEST AVAILABLE COPY

$$k_y(t) = \gamma \int_0^t G_y(t') dt'$$

$G_x$  = Gradient in x-Richtung  
 $G_y$  = Gradient in y-Richtung  
 $\rho$  = Kernspindichte  
 $\gamma$  = gyromagnetische Konstante.

5 Durch schrittweise Fortschaltung des Phasencodiergradienten erfolgt die Abtastung im k-Raum in aufeinanderfolgenden Zeilen.

10 Aus der so erhaltenen Rohdatenmatrix wird durch zweidimensionale Fourier-Transformation eine Bildmatrix gewonnen, aufgrund derer dann eine Bildrekonstruktion erfolgt.

15 Bei diesem üblichen Verfahren wird je Kernresonanzsignal eine vollständige Zeile der Rohdatenmatrix abgetastet oder — anders ausgedrückt — eine vollständige k-Raumzeile gewonnen. Wie oben erwähnt, hat dieses Vorgehen im hier vorliegenden speziellen Fall allerdings den Nachteil, daß die damit mögliche Auflösung in Richtung des Auslesegradienten, also in x-Richtung, wesentlich geringer als die Auflösung in z-Richtung ist, wenn der z-Gradient wesentlich größer als der x-Gradient ist. Dies kann man allerdings dadurch umgehen, daß man beim Auslesen jedes Kernresonanzsignals nicht mehr eine vollständige k-Raumzeile, sondern jeweils nur einen Teil einer k-Raumzeile erfaßt, und somit erst nach mehreren Messungen eine k-Raumzeile vollständig gefüllt hat. In Fig. 14 ist für eine Rohdatenmatrix RD schematisch angedeutet, daß beispielsweise die erste k-Raumzeile in drei Abschnitte unterteilt ist, die jeweils durch Abtastwerte aus drei unterschiedlichen Signalen S1 bis S3 gefüllt sind.

20 Aufgrund des starken Gradienten in z-Richtung zerfällt das Kernresonanzsignal sehr schnell, so daß man sinnvollerweise nur mit einem kurzen Abtastfenster arbeiten kann. Um weitere k-Raumwerte zu gewinnen, benötigt man also mehrere Scans. Dabei werden die Kernresonanzsignale innerhalb der jeweiligen konstant gehaltenen Abtastfenster durch unterschiedliche Vorphasierungen unterschiedlich positioniert. Dies ist in Fig. 15 schematisch dargestellt. Zur Gewinnung des Signals S1 ist dem Auslesegradienten  $G_x$  ein negativer Vorphasiergradient  $G_{xv}^-$  vorangestellt, der bewirkt, daß das Signalmaximum in der Mitte des Auslesefensters ADC positioniert wird. Damit werden die mittleren k-Raumwerte erfaßt.

25 Beim Kernresonanzsignal S2 dagegen ist kein Vorphasiergradient vorgesehen, so daß das Ende des Signals, also die hohen k-Raumwerte erfaßt werden. Für das Signal S3 ist schließlich ein positiver Vorphasiergradient  $G_{xv}^+$  vorgesehen, so daß im Auslesefenster ADC3 der Anfang des Kernresonanzsignals S3 abgetastet wird. Dies entspricht den niedrigeren k-Raumwerten. Damit alle Kernresonanzsignale S1 bis S3 in derselben k-Raumzeile zu liegen kommen, muß natürlich die Phasencodierung für alle drei Signale gleich sein. Die dargestellte Art der Meßdatengewinnung mit mehreren Kernresonanzsignalen je k-Raumzeile ist natürlich mit einer entsprechenden Verlängerung der Meßzeit verbunden. Sie stellt in gewisser Weise einen Mittelweg zwischen herkömmlichen Verfahren und dem obengenannten Single-Point-Verfahren dar. Allerdings bleibt die Meßzeitverlängerung auch in ungünstigen Fällen unter der des eingangs genannten Single-Point-Verfahrens, da nach jeder Anregung zumindest mehrere k-Raumpunkte gewonnen werden.

30 Das Verfahren kann noch schneller gemacht werden, indem man in einer Anregephase mehrere Schichten kurz nacheinander anregt. Eine derartige Sequenz ist in den Fig. 6 bis 9 dargestellt. Dabei werden kurz hintereinander  $n$  90°-Hochfrequenzpulse eingestrahlt, deren Frequenzspektren so gestaffelt sind, daß sie unter der Wirkung des permanenten  $G_z$ -Gradienten räumlich versetzte Schichten anregen. Alle angeregten Schichten werden entsprechend Fig. 9 mit einem Gradienten  $G_y$  gleich phasencodiert.

35 Durch  $n$  Refokussierungspulse RF2, die auf dieselben Schichten wie die  $n$  Anregepulse RF1 wirken, werden  $n$  zeitlich getrennte Spinechos S erzeugt, die gemäß Fig. 8 unter Auslesegradienten  $G_x$  wechselnden Vorzeichens ausgelesen werden. Die dargestellte Sequenz wird  $m$ -mal wiederholt, bis die gesamte Rohdatenmatrix oder — anders ausgedrückt — der gesamte k-Raum gefüllt ist. Mit dieser Sequenz wird nicht nur die Datenaufnahme beschleunigt, sondern man erreicht auch längere Echozeiten. Dies wird im folgenden näher erläutert: Bei der vorher beschriebenen Sequenz nach den Fig. 2 bis 5 wird man im allgemeinen die Echozeit, d. h. also die Zeit zwischen Anregepuls RF1 und Signal S so kurz wie möglich halten, um eine möglichst schnelle Sequenzabfolge zu erzielen. Damit erhält man jedoch nur einen schwachen T2-Kontrast, was für bestimmte Anwendungsfälle den diagnostischen Wert der Sequenz einschränkt. Wenn man jedoch wie beim Ausführungsbeispiel nach den Fig. 6 bis 9 gleich mehrere Schichten kurz nacheinander anregt, kann man längere Echozeiten  $T_E$  realisieren. Die Anzahl der Schichten, die innerhalb einer Echozeit  $T_E$  angeregt werden, bestimmt die Länge dieser Echozeit  $T_E$  und ermöglicht es somit, jeden T2-Kontrast einzustellen. Die Gesamtmeßzeit wird dadurch nicht verlängert, allerdings sinkt die Signalamplitude mit wachsender Echozeit  $T_E$ .

40 Auch bei der Pulssequenz nach den Fig. 6 bis 9 kann man die Signalgewinnung für eine k-Raumzeile auf mehrere Sequenzrepetitionen verteilen. Dies ist in Fig. 17 dargestellt. Zur Gewinnung der mittleren k-Raumwerte wird vor den Auslesegradienten  $G_x$  ein negativer Vorphasiergradient  $G_{xv}^-$  geschaltet. Wie bereits im Zusammenhang mit Fig. 8 ausgeführt, alterniert dann das Vorzeichen des Gradienten  $G_x$ . Alle Signale unter diesen Gradienten liegen zentrisch im zugehörigen Abtastintervall ADC, so daß die mittleren k-Raumbereiche erfaßt werden. In einer späteren Sequenzrepetition wird beispielsweise ein positiver Vorphasiergradient  $G_{xv}^+$  geschaltet, so daß in den Abtastfenstern der Anfang jedes Kernresonanzsignals zu liegen kommt und damit niedrigere k-Raumwerte erfaßt werden. Es ist selbstverständlich möglich, durch mehrere unterschiedliche Vorphasiergradienten die k-Raumzeilen aufzuspalten.

45 Voraussetzung für die Anwendung des beschriebenen Verfahrens ist es, daß das Magnetfeld in z-Richtung zumindest monoton, am besten jedoch linear verläuft. Ein nicht-linearer Verlauf hätte den Nachteil, daß bei gleicher Breite der Frequenzspektren der Anregepulse die angeregte Schichtdicke nicht konstant wäre. Bei dem als bekannt vorausgesetzten Verlauf des Magnetfeldes könnte dies allerdings durch entsprechende Dimensionierung der Frequenzspektren der Hochfrequenzpulse kompensiert werden. Ein weiteres Problem besteht

allerdings darin, daß man wohl nicht davon ausgehen kann, daß der durch die Inhomogenität hervorgerufene Gradient  $G_z$  in x- und y-Richtung betrachtet konstant ist. Der so gewonnene dreidimensionale Datensatz im Ortsbereich enthält zwar keine Verzeichnungen in der x,y-Ebene, die z-Schichten sind jedoch nicht planar, sondern ordnen sich wie Zwiebelschalen aneinander. Dies ist in Fig. 17 schematisch dargestellt. Um diese Verzerrungen zu kompensieren, also planare Schichten zu erhalten, müssen die einzelnen Pixel entsprechend Fig. 17 umsortiert werden. Da die Fehlpositionierung aufgrund der bekannten Magnetfeldinhomogenität rechnerisch ermittelt werden kann, ist dies mit relativ einfachen Rechenroutinen möglich.

Mit der beschriebenen Anordnung können die Kosten für eine MR-Anlage gering gehalten werden. Im Ausführungsbeispiel sind nur ein Magnetpol und zwei Gradientenspulen erforderlich. Ein entscheidender Vorteil für interventionelle Anwendungen besteht in der guten Zugänglichkeit zum Patienten. Im Gegensatz zu allen bekannten Anordnungen ist eine völlig freie Zugänglichkeit zum Patienten von oben und von der Seite gegeben. Mit der dargestellten Pulssequenz ist es möglich, bei vertretbaren Meßzeiten Bilder in ausreichender Qualität zu erhalten.

## Patentansprüche

1. Pulssequenz für ein Kernspintomographiegerät mit vorgegebener, zeitlich konstanter Inhomogenität in einer ersten Raumrichtung (z) mit folgenden Schritten:
  - a) Anregen einer zur ersten Raumrichtung (z) im wesentlichen senkrechten Schicht mit einem frequenzselektiven ersten Hochfrequenzpuls (RF1) in einer Anregephase
  - b) Rephasieren der angeregten Kernspins durch einen zweiten Hochfrequenzpuls (RF2)
  - c) Auslesen eines Kernresonanzsignals in Form eines Spinechosignals (S) unter einem Gradienten ( $G_x$ ) in einer zweiten Richtung (x)
  - d) Einschalten eines Phasencodiergradienten ( $G_y$ ) in einer dritten Richtung (y) zwischen Anregung und Auslesen des Kernresonanzsignals (S)
  - e) n-fache Wiederholung der Schritte a) bis d) mit unterschiedlichen Werten des Phasencodiergradienten ( $G_y$ )
  - f) Abtasten jedes gewonnenen Kernresonanzsignals (S) in einem Auslesefenster (ADC) und Eintragen der Abtastwerte in eine Zeile einer Rohdatenmatrix im k-Raum.
2. Pulssequenz nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Frequenzspektrum des des ersten Hochfrequenzpulses (RF1) derart gewählt wird, daß in Verbindung mit der vorgegebenen Inhomogenität in der ersten Raumrichtung (z) eine Schichtdicke

$$\Delta z = \frac{G_x}{G_z} \Delta x$$

ist, wobei  $G_x$  der Gradient in der zweiten Richtung,  $G_z$  die Inhomogenität des Magnetfeldes in der ersten Richtung und  $\Delta x$  die räumliche Auflösung in der zweiten Richtung (x) innerhalb einer Auslesephase ist.

3. Pulssequenz nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß zum Füllen jeder Zeile im k-Raum mehrere Kernresonanzsignale (S) gewonnen werden, aus denen jeweils unterschiedliche Werte in der jeweiligen k-Raumzeile erfaßt werden.

4. Pulssequenz nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß bei gleichbleibender Lage des Auslesefensters (ADC) in Bezug auf die Anregung unterschiedliche Werte des Kernresonanzsignals (S) im k-Raum dadurch gewonnen werden, daß durch Änderung einer Vorphasierung in der zweiten Richtung (x) die Lage des Kernresonanzsignals (S) im Auslesefenster (ADC) verschoben wird.

5. Pulssequenz nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß in der Anregephase entsprechend Schritt a) mehrere zueinander parallele Schichten zeitlich versetzt durch Hochfrequenzpulse (RF1) mit unterschiedlichen Frequenzen angeregt werden und daß in Schritt c) unter einem Gradienten ( $G_x$ ) in der zweiten Richtung (x) mit wechselnder Polarität zeitlich versetzte Kernresonanzsignale (S) auftreten.

6. Pulssequenz nach einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei die Inhomogenität des Magnetfeldes in Richtungen senkrecht zur ersten Richtung nicht konstant ist, dadurch gekennzeichnet, daß nach Gewinnung eines dreidimensionalen Datensatzes nach Messung mehrerer Schichten zur Kompensation der räumlichen Verzerrung eine Umsortierung der Daten in der ersten Richtung erfolgt.

7. Vorrichtung zur Ausführung einer Pulssequenz nach einem der Ansprüche 1 bis 6, gekennzeichnet durch folgende Merkmale:

- einen Magneten mit einer Polplatte (2),
- ein erste Gradientenspule (7) zur Erzeugung eines Magnetfeldgradienten in einer ersten Richtung (x) parallel zur Polplatte (2),
- eine zweite Gradientenspule (7) zur Erzeugung eines Magnetfeldgradienten in einer zweiten Richtung (y) parallel zur Polplatte (2) und senkrecht zur ersten Richtung (y),
- eine Hochfrequenzantenne (4) und eine Hochfrequenzeinheit (10) zum Anregen von Kernspins und zum Empfang von Kernresonanzsignalen (S)
- eine Auswerteeinheit (12) zur Erstellung von Bilddaten aus den empfangenen Kernresonanzsignalen

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

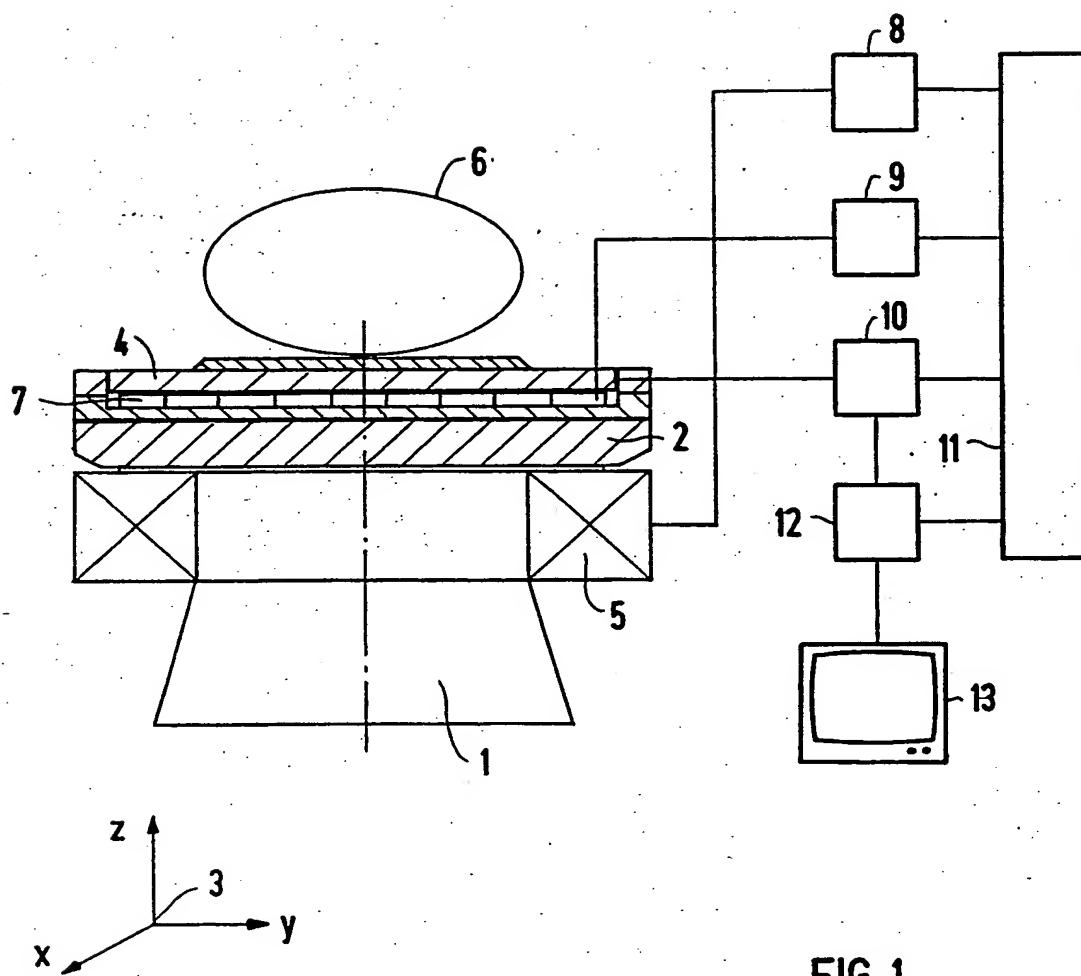


FIG 1

BEST AVAILABLE COPY

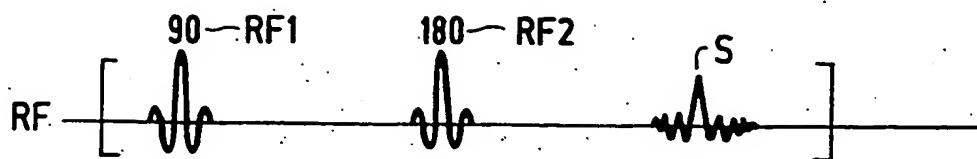


FIG 2

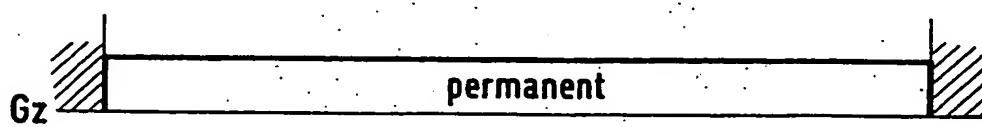


FIG 3

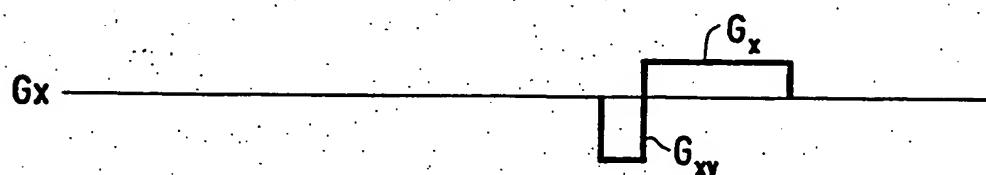


FIG 4

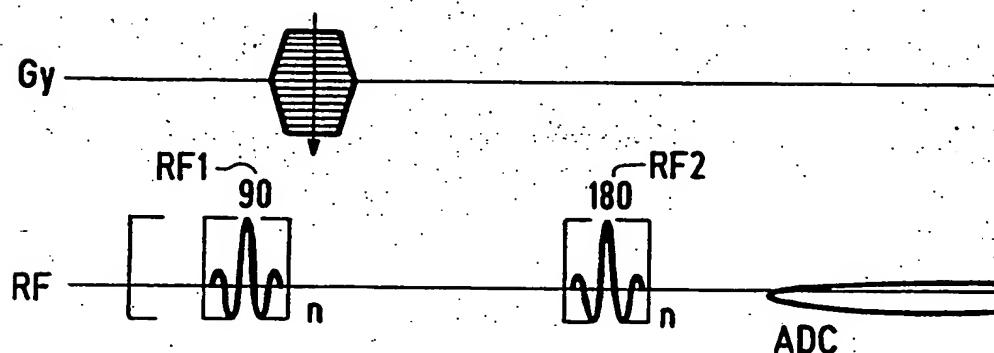


FIG 5

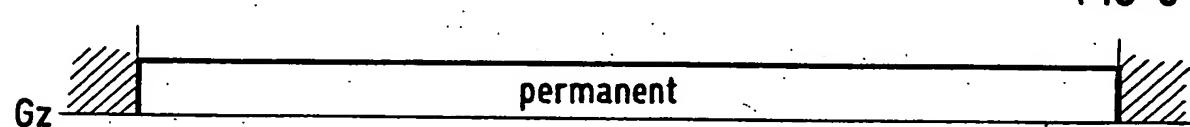


FIG 6

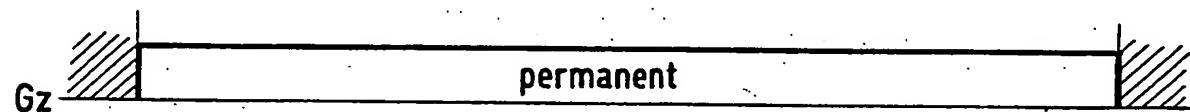


FIG 7



FIG 8

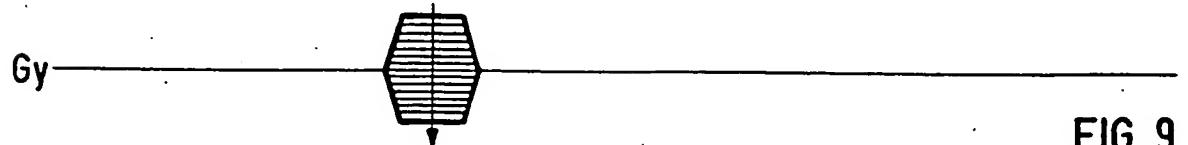


FIG 9

## BEST AVAILABLE COPY

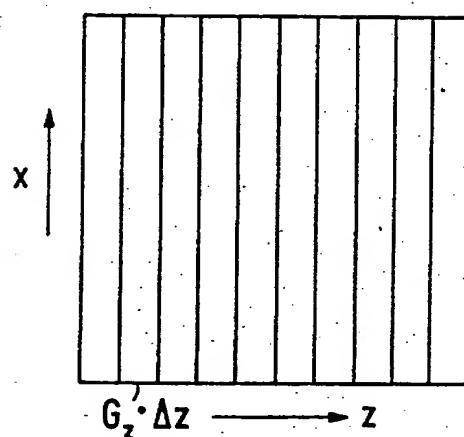


FIG 10

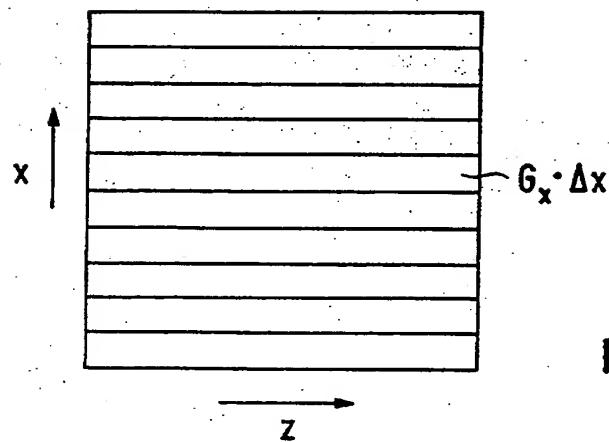


FIG 11

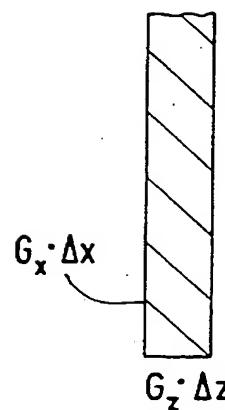


FIG 12

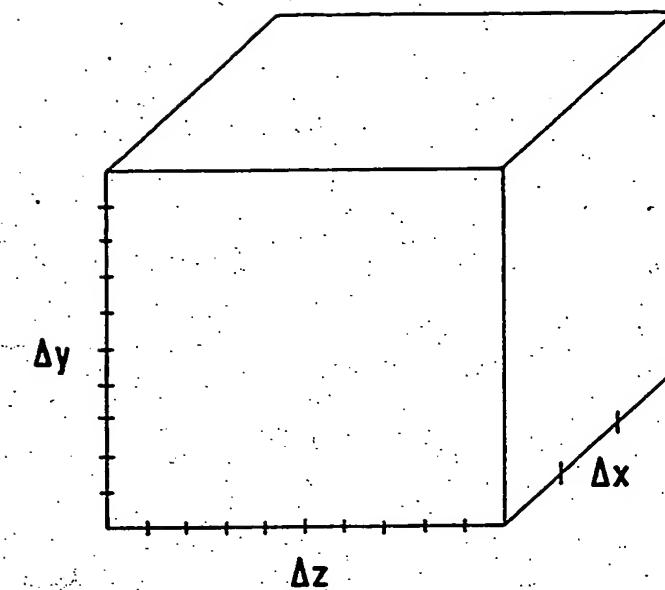


FIG 13

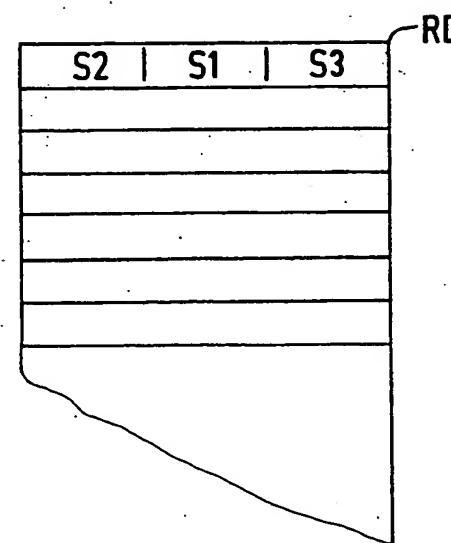


FIG 14

## BEST AVAILABLE COPY

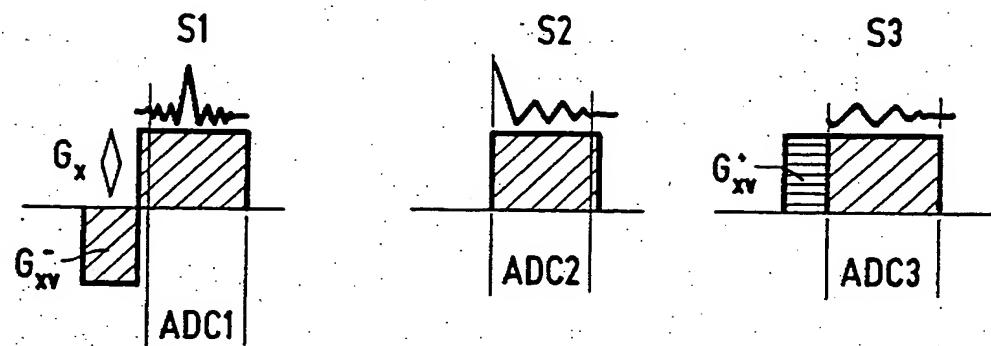


FIG 15

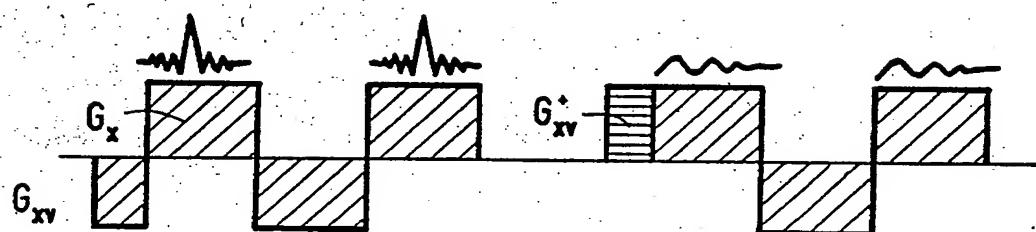


FIG 16

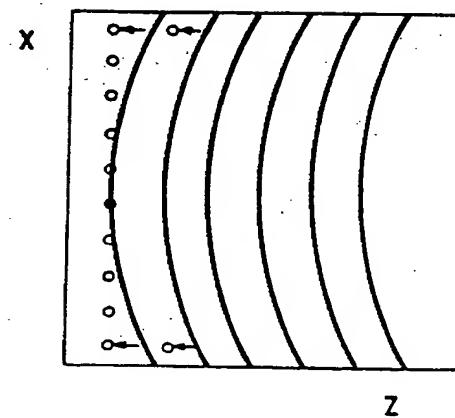


FIG 17